

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION  
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété  
Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
10 janvier 2002 (10.01.2002)

PCT

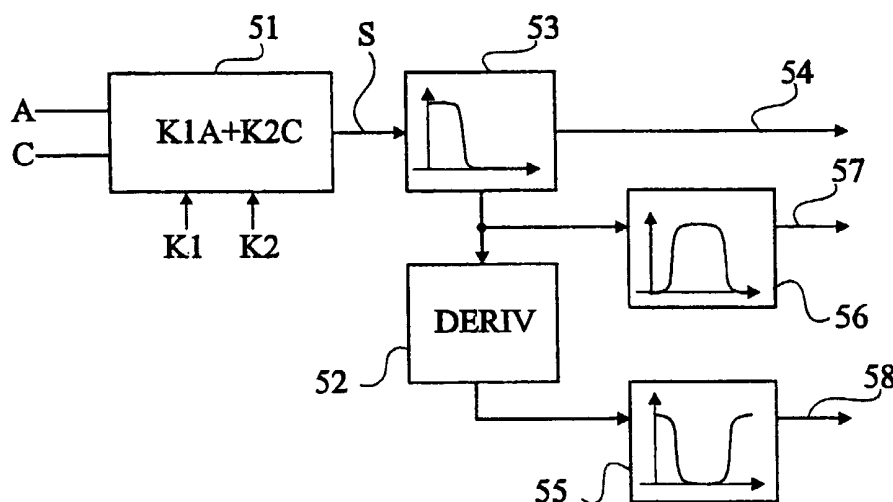
(10) Numéro de publication internationale  
WO 02/02013 A1

- (51) Classification internationale des brevets<sup>7</sup> : A61B 5/113 (72) Inventeurs; et  
(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : BAGHAI, Ramine [FR/FR]; 15, boulevard Maréchal Leclerc, F-38000 Grenoble (FR). EBERHARD, André [FR/FR]; 55, Les Plantées, F-38330 Biviers (FR).
- (21) Numéro de la demande internationale : PCT/FR01/02160
- (22) Date de dépôt international : 5 juillet 2001 (05.07.2001)
- (25) Langue de dépôt : français (74) Mandataire : DE BEAUMONT, Michel; Cabinet Michel de Beaumont, 1, rue Champollion, F-38000 Grenoble (FR).
- (26) Langue de publication : français (81) États désignés (national) : CA, JP, US.
- (30) Données relatives à la priorité : 00/08743 5 juillet 2000 (05.07.2000) FR (84) États désignés (régional) : brevet européen (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : R.B.I. [FR/FR]; 1, Chemin de la Dhuy, ZAC de Maupertuis, F-38240 Meylan (FR). Publiée :  
— avec rapport de recherche internationale

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR DETERMINING CARDIOPULMONARY PHYSIOLOGICAL PARAMETERS

(54) Titre : PROCÉDE ET DISPOSITIF DE DETERMINATION DE PARAMETRES PHYSIOLOGIQUES CARDIO-RESPIRATOIRES



(57) Abstract: The invention concerns a method and an apparatus for monitoring physiological data using a plethysmograph with thoracic and abdominal inductive coils, which consists in measuring a patient's depth of respiration, in summing (33) said depths of respiration weighted with a respective weight (K1, K2) to obtain a signal representing a breathed volume, and in digitally processing (52, 53, 55, 56) the measured signals to as to extract therefrom at least a physiological quantity among the patient's breathing rate and heart rate.

(57) Abrégé : L'invention concerne un procédé et un appareil de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives thoraciques et abdominale, qui consiste à mesurer les amplitudes respiratoires d'un patient, à sommer (33) ces amplitudes respiratoires affectées d'un coefficient de pondération respectif (K1, K2) pour obtenir un signal représentatif du volume respiré, et à effectuer un traitement numérique (52, 53, 55, 56) des signaux mesurés afin d'en extraire au moins une autre grandeur physiologique parmi le débit respiratoire et la fréquence cardiaque du patient.



WO 02/02013 A1



*En ce qui concerne les codes à deux lettres et autres abréviations, se référer aux "Notes explicatives relatives aux codes et abréviations" figurant au début de chaque numéro ordinaire de la Gazette du PCT.*

**PROCÉDÉ ET DISPOSITIF DE DÉTERMINATION DE PARAMÈTRES  
PHYSIOLOGIQUES CARDIO-RESPIRATOIRES**

La présente invention concerne le domaine de la surveillance cardio-respiratoire d'une personne et, plus particulièrement, un dispositif de mesure non-invasif de la respiration et autres paramètres physiologiques. La respiration d'un patient est souvent mesurée pendant son sommeil pour détecter, par exemple, des apnées nocturnes. Parmi les paramètres physiologiques cardio-respiratoires le plus souvent souhaités par le corps médical, on retrouve le volume respiratoire, le débit respiratoire, la fréquence cardiaque ainsi que la fréquence respiratoire.

La présente invention concerne plus particulièrement l'utilisation d'un pléthysmographe à spires inductives. Un tel appareil est le plus souvent constitué d'une bande comprenant une spire thoracique et d'une bande comprenant une spire abdominale. Chacune des spires est à section variable et détermine la fréquence d'un oscillateur associé, solidaire de la bande. Les spires sont à section variable grâce à une disposition en sinusoïde dans la largeur des bandes. Les oscillateurs sont reliés à un circuit de traitement comprenant notamment un convertisseur fréquence-tension par oscillateur. Les convertisseurs fournissent des tensions représentatives de la section du thorax et de la section de l'abdomen. La somme de ces deux tensions peut être

rendue représentative du volume pulmonaire du patient pour surveiller sa respiration.

Les spires inductives thoracique et abdominale peuvent être intégrées dans un gilet dit respiratoire tel que décrit dans la demande de brevet français n° 2787008. Le gilet est fabriqué dans un tissu inextensible dans le sens de la hauteur. Pour éviter un retroussement du gilet qui provoquerait un déplacement des spires vers le haut, celui-ci est muni d'un entrejambe, par exemple, un morceau du tissu du gilet à fixer par pression ou bien une sangle que l'on peut tendre.

Un inconvénient des pléthysmographes à spires inductives classiques est qu'ils ne permettent pas d'obtenir le débit respiratoire du patient mais simplement une information représentative de son volume respiratoire. Pour retrouver l'information de débit, on doit revenir à des dispositifs encore antérieurs, tels qu'un spirographe ou un pneumotachographe permettant de mesurer les débits nasal et buccal. Un inconvénient de ce type de dispositif, généralement constitué d'un masque, et qu'il est trop contraignant à porter.

On connaît également des dispositifs de mesure de paramètres cardio-respiratoires pour obtenir non seulement une information liée au volume respiratoire par un pléthysmographe, mais également une information relative à la fréquence cardiaque. De tels dispositifs sont décrits, par exemple, dans les demandes internationales WO 86/00793 et WO 88/02237. Pour l'obtention des mesures autres que respiratoires, on y prévoit des capteurs supplémentaires dont les résultats de mesure sont, le cas échéant, exploités par une même unité centrale.

Un inconvénient de ces dispositifs est que la multiplication des capteurs nuit au confort du patient.

La demande de brevet N° 2 787 008 susmentionnée décrit un dispositif de mesure de respiration dans lequel un signal représentatif du volume pulmonaire d'un patient est obtenu en affectant des coefficients à des amplitudes respiratoires

mesurées au moyen de spires inductives thoracique et abdominale d'un pléthysmographe.

Le brevet américain N° 6 015 388 décrit un procédé d'analyse de formes d'ondes respiratoires ayant pour but de  
5 déterminer des pics de débit inspiratoire et non une information continue relative au débit respiratoire du patient.

Un objet de la présente invention est de proposer un procédé et un dispositif de surveillance de données physiologiques cardio-respiratoires qui pallient les inconvénients des solutions  
10 connues.

La présente invention vise, plus particulièrement, à proposer un dispositif non-invasif et confortable permettant de fournir, de façon fiable, le débit respiratoire.

L'invention vise également à proposer un système autorisant une mesure en continu des paramètres physiologiques.  
15

L'invention vise également à obtenir une surveillance des pulsations cardiaques sans capteur supplémentaire par rapport à un pléthysmographe à spires inductives.

La présente invention vise en outre à optimiser l'éta-  
20 lonnage d'un tel système de surveillance de données physiologiques.

Pour atteindre ces objets, la présente invention prévoit un procédé de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives thoracique et  
25 abdominale, qui consiste à mesurer les amplitudes respiratoires d'un patient, à sommer ces amplitudes respiratoires affectées d'un coefficient de pondération respectif pour obtenir un signal représentatif du volume respiré, et à effectuer un traitement numérique des signaux mesurés afin d'en extraire au moins une  
30 autre grandeur physiologique parmi le débit respiratoire et la fréquence cardiaque du patient.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, on effectue une dérivation du volume respiratoire, et on applique un filtrage au résultat de dérivation pour obtenir le débit  
35 respiratoire du patient.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le filtrage est de type coupe-bande avec des fréquences de coupure d'approximativement 2/3 de Hertz et 12 Hertz.

5 Selon un mode de réalisation de la présente invention, on effectue un filtrage du volume respiratoire afin d'obtenir la fréquence cardiaque du patient.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, le filtrage est de type passe-bande avec une bande passante approximativement comprise entre 2/3 de Hertz et 4 Hertz.

10 Selon un mode de réalisation de la présente invention, on effectue un filtrage passe-bas ayant une fréquence de coupure inférieure à 20 Hertz et, de préférence, de l'ordre de 10 Hertz, du volume reconstitué avant d'extraire ladite autre grandeur physiologique.

15 L'invention prévoit également un procédé de traitement numérique de signaux issus d'oscillateurs respectivement associés à des spires inductives thoracique et abdominale d'un pléthysmographe, qui consiste à sommer les signaux en leur affectant un coefficient de proportionnalité respectif pour obtenir un volume  
20 respiratoire reconstitué, à dériver le signal représentatif du volume reconstitué et à filtrer ce signal afin d'obtenir le débit respiratoire.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, on applique un filtrage passe-bande au volume respiratoire pour  
25 en extraire le rythme cardiaque du patient.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, lesdits coefficients de proportionnalité sont choisis, dans une phase d'étalonnage, par approximations successives pour que la somme des carrés des écarts entre le volume reconstitué par le  
30 pléthysmographe et un volume étalon obtenu à partir d'un pneumotachographe, soit minimale.

L'invention prévoit également un appareil de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives thoracique et abdominale.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, les spires inductives sont intégrées dans un gilet textile à mailles extensibles dans le sens de la hauteur.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, l'appareil comporte en outre un capteur de position du patient.

L'invention prévoit en outre un appareil d'étalonnage du volume respiratoire, mesuré par un appareil de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe, l'appareil d'étalonnage comportant deux chambres séparées par une membrane circulaire, imperméable et déformable, et des moyens de mesure du déplacement de la membrane, une première chambre étant destinée à communiquer avec un conduit d'air dont on souhaite mesurer le volume.

Selon un mode de réalisation de la présente invention, lesdits moyens de mesure sont constitués d'un codeur incrémentiel rotatif ou d'un potentiomètre, associé à une tige dont une extrémité est fixée à la membrane, et dont les mouvements sont canalisés dans une direction perpendiculaire au plan de la membrane.

Ces objets, caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres de la présente invention seront exposés en détail dans la description suivante de modes de réalisation particuliers faite à titre non-limitatif en relation avec les figures jointes parmi lesquelles :

la figure 1 représente, de façon très schématique, un pléthysmographe à spires inductives du type auquel s'applique la présente invention ;

la figure 2 illustre, sous forme de schéma-bloc, un mode de mise en oeuvre du procédé de surveillance de données physiologiques selon la présente invention ;

la figure 3 représente un exemple de chronogrammes successivement obtenus par la mise en oeuvre du procédé de l'invention ;

la figure 4 représente un mode de réalisation d'un dispositif d'étalonnage selon la présente invention ; et

la figure 5 représente, de façon très schématique, un mode de réalisation d'une interface de traitement de signaux d'un pléthysmographe selon la présente invention.

Les mêmes éléments ont été désignés par les mêmes références aux différentes figures. Pour des raisons de clarté, seuls les éléments d'un pléthysmographe qui sont nécessaires à la compréhension de l'invention ont été représentés aux figures et seront décrits par la suite.

La figure 1 représente un mode de réalisation d'un pléthysmographe à spires inductives selon l'invention. De façon classique, comme cela est décrit par exemple dans la demande de brevet français n° 2787008, l'appareil est composé d'un gilet 1 intégrant une spire thoracique 10 et une spire abdominale 20. Chacune des spires est à section variable et détermine la fréquence d'un oscillateur associé, respectivement 11 ou 21. Les spires sont à section variable grâce à une disposition en sinusoïde dans la largeur du gilet. De préférence, le gilet 1 est fabriqué dans un tissu inextensible dans le sens de la hauteur. Le gilet est, comme indiqué précédemment, muni d'un entrejambe 2. Les oscillateurs 11 et 21 sont reliés à un circuit de traitement 30 comprenant un convertisseur fréquence-tension par oscillateur. Le convertisseur 31 fournit une tension C représentative de la section du thorax, et le convertisseur 32 fournit une tension A représentative de la section de l'abdomen. Les tensions C, A et leur somme pondérée S, fournie par un sommateur 33, peuvent être visualisées par tout dispositif 40 de mesure de tension tel qu'un voltmètre, un oscilloscope, un enregistreur graphique, etc.

La somme S peut être rendue représentative du volume pulmonaire du patient en réglant convenablement des coefficients de pondération K1 et K2 des signaux A et C. En général, les coefficients K1 et K2 sont réglés lors d'une phase d'étalonnage. Par exemple, une première étape de la phase d'étalonnage sert à fixer ces coefficients, et une deuxième étape sert à déterminer une échelle pour que les valeurs de tension mesurées correspondent à des unités volumiques.

De préférence, la phase d'étalonnage comprend des étapes consistant à étalonner des spires pour chaque posture du patient (sur le dos, sur le ventre, sur le côté droit, sur le côté gauche) afin d'obtenir une mesure de la respiration utilisant un étalonnage correspondant à la position fournie par un capteur de position. Ainsi, le gilet est également associé à un capteur 15 (figure 1) de position du patient fournissant des informations à destination du circuit 30 de traitement pour qu'il adapte les résultats mesurés en fonction de la posture du patient. L'intégration d'un détecteur de position et son exploitation dans un pléthysmographe à spires inductives est décrit, par exemple, dans la demande de brevet N° 2 787 008 susmentionnée.

Une caractéristique de la présente invention est de prévoir, au sein du circuit 30 d'exploitation des signaux issus des oscillateurs 11 et 21, un traitement numérique particulier des signaux thoracique et abdominal. Ce traitement est illustré en figure 1 par un bloc 35 recevant la somme des signaux de tension thoracique C et abdominale A. En figure 1, le bloc 35 reçoit également le signal de position 15 pour adapter l'étalonnage du système et les mesures en fonction de la position du patient.

La figure 2 représente, sous forme de blocs fonctionnels, un mode de réalisation préféré de la présente invention. Cette figure illustre le traitement numérique de signaux opérés, par exemple par le bloc 35 de la figure 1, sur le signal S de sortie de l'additionneur 33.

La figure 2 sera décrite avec la figure 3 qui illustre un exemple d'allures des différentes courbes de tension obtenues en fonction du temps en divers points du traitement numérique des signaux.

De façon classique, le procédé de traitement numérique du signal de l'invention commence par numériser, avec des gains respectifs K1 et K2, les tensions A et C des oscillateurs 11 et 21 (figure 1). Cette étape, suivie d'une sommation, est illustrée

par un bloc 33 en figure 2. Les courbes 61 et 62 de la figure 3 illustrent un exemple d'allure de tensions mesurées A et C, respectivement à l'abdomen et au thorax au moyen d'un gilet tel qu'illustré par la figure 1. La courbe 63 représente le résultat de la sommation 33 de ces courbes. Cette courbe 63 est donc  
5 représentative du volume respiratoire du patient.

Selon la présente invention, pour obtenir un signal indicateur du débit respiratoire du patient, on dérive le signal de volume. Cette dérivation (bloc 52, DERIV) est, de préférence,  
10 précédée d'une étape de filtrage qui est choisie pour réaliser une fonction de filtre passe-bas. Cette étape est symbolisée par un bloc 53 qui délivre, sur une sortie 54, un signal 64 ayant sensiblement la même allure générale que la courbe 63 mais sur laquelle des perturbations haute fréquence ont été éliminées.  
15 Selon l'invention, ce signal 64 est délivré comme étant le volume respiratoire. La fréquence de coupure du filtre passe-bas est préférentiellement choisie pour être comprise entre 3 et 20 Hz, et est de préférence d'environ 10 Hz.

En dérivant le signal 64, on obtient un signal 65 fortement perturbé dans lequel tous les signaux parasites ont été  
20 amplifiés.

On aurait pu croire impossible d'extraire de cette courbe un signal exploitable représentatif du débit respiratoire. Or, les inventeurs ont pu constater que les perturbations amplifiées  
25 présentaient une répartition fréquentielle majoritairement supérieure au Hertz. Par conséquent, selon l'invention, le signal 65 est filtré (bloc 55) pour éliminer, en particulier, ces fréquences supérieures au Hertz et, de préférence, supérieures à 2/3 de Hertz. Selon un mode de réalisation préféré, on effectue, au lieu d'un filtrage passe-bas, un filtrage coupe-bande dans lequel  
30 on élimine les fréquences comprises entre approximativement 2/3 de Hertz et une dizaine de Hertz (de préférence entre 3/4 et 12 Hertz). En comparant les courbes obtenues par rapport à celles obtenues avec un appareil étalon, les inventeurs ont constaté  
35 qu'un filtre coupe-bande fournissait de meilleurs résultats qu'un

filtre passe-bas. On obtient alors (sortie 58, figure 2) une courbe 66 représentative du débit respiratoire du patient. Cette courbe est, comme l'illustre la figure 3, parfaitement exploitable. Chaque valeur instantanée de la courbe 66 indique un débit  
5 instantané dont le signe indique s'il s'agit d'un débit inspiratoire ou expiratoire.

Comme il ressort de la figure 3, les courbes 64, 65 et 66 sont référencées par rapport à une origine. Cela indique qu'il s'agit de courbes étalonnées.

10 Une caractéristique d'un mode de réalisation préféré de la présente invention est d'utiliser le signal 64 représentant le volume respiratoire pour déterminer la pulsation cardiaque du patient. Pour ce faire, on réalise un filtrage passe-bande (bloc  
15 56) dont la bande passante est approximativement comprise entre 2/3 de Hertz et 4 Hertz. Le résultat (sortie 57, figure 2) du filtrage passe-bande fournit une courbe 67 dont la fréquence du signal correspond à la fréquence des pulsations cardiaques du patient. Le filtrage passe-bande est représenté à la suite du filtre 53. Selon une variante non représentée, ce filtrage est  
20 effectué directement sur l'information de volume non filtrée (sortie du sommateur 33). Un avantage de cette variante est que l'on rend les dimensionnements des filtres d'obtention du débit et de la fréquence cardiaque indépendants les uns des autres. Selon une autre variante, s'appliquant au cas où le filtre  
25 d'extraction du rythme cardiaque est en aval du filtre passe-bas 53 qui présente alors une fréquence de coupure suffisamment basse, le rythme cardiaque est obtenu au moyen d'un filtre passe-haut dont la fréquence de coupure est d'environ 3/4 de Hertz.

En examinant les courbes de volume mesuré, que ce soit  
30 la courbe 63 avant filtrage ou la courbe 64 après filtrage, il paraissait impossible de pouvoir extraire du bruit considérable, un signal représentatif d'une donnée quelle qu'elle soit. Cette impression était corroborée par l'allure très fortement perturbée du signal dérivé 65. Contre toute attente, les inventeurs ont  
35 constaté que le signal présent dans la bande de fréquences habi-

tuelle des pulsations cardiaques était bien représentatif du rythme cardiaque du patient et était donc exploitable comme l'illustre la courbe 67. A partir de cette courbe, il suffit de mesurer la fréquence du signal, c'est-à-dire de détecter les  
5 changements de signe de ce signal, en tenant compte d'éventuelles perturbations subsistantes.

Par exemple, on pourra analyser le spectre fréquentiel du signal. On sait que la fréquence cardiaque est généralement comprise entre 3/4 de Hertz et 4 Hertz. On considère alors que la  
10 fréquence pour laquelle le spectre est maximum dans cette bande, est la fréquence cardiaque moyenne sur la période d'analyse.

Une autre méthode consiste à détecter la période entre les maxima et minima successifs du signal 67 en tenant compte de seuils d'amplitude en deçà desquels on considère qu'il s'agit de  
15 bruit. La période médiane obtenue (en ne tenant pas compte des éventuelles extrêmes non significatives) donne la période des pulsations cardiaques.

Les deux méthodes ci-dessus sont, bien entendu, combinables.

20 Un avantage de la présente invention est qu'en mesurant seulement le volume respiratoire au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives, on obtient au moins deux grandeurs physiologiques différentes. Plus précisément, on peut mesurer en continu, non seulement le volume respiratoire comme dans les systèmes  
25 classiques, mais également soit le débit respiratoire, soit la fréquence cardiaque, soit les deux. Pour simplifier l'exposé, un seul cycle respiratoire a été représenté en figure 3, mais la mesure s'effectue en continu.

Un autre avantage est qu'elle minimise le nombre de  
30 capteurs à imposer au patient.

La présente invention permet même d'isoler aisément une autre grandeur physiologique qui est la fréquence respiratoire du patient. Dans les systèmes classiques, cette fréquence respiratoire est isolée par un traitement du signal du volume  
35 respiratoire en détectant des changements de signe par rapport à

une origine placée arbitrairement sur la courbe 63. Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, on utilise le signal de débit 66 pour déterminer la fréquence respiratoire. En effet, cette détermination est alors beaucoup plus simple. Il suffit de détecter la fréquence du signal de débit qui, par l'opération de dérivée (52), se trouve automatiquement placée sur une origine (dérivée nulle) correspondant aux changements de pente du signal de volume. Ainsi, il est très facile d'isoler la période  $T_r$  du signal respiratoire et d'en déduire la fréquence.

Bien entendu, ce qui a été exposé ci-dessus en faisant référence par souci de clarté à des signaux analogiques correspond en pratique à un traitement numérique du signal, les tensions mesurées étant numérisées par les convertisseurs 31 et 32 en entrée du système. De plus, s'agissant de signaux numériques, ce qui a été illustré par un sommateur 33 et des blocs en figures 1 et 2 pourra, en pratique, être réalisé sous forme logicielle.

Selon un mode de réalisation de l'invention, les filtres appliqués aux signaux traités réalisent un filtrage par convolution à portée limitée dans le domaine des temps. En d'autres termes, chaque échantillon  $k$  d'un signal est remplacé par une moyenne pondérée  $\tilde{g}(k)$  de son voisinage, englobant tous les échantillons dont le numéro d'ordre est compris entre  $k-p$  et  $k+p$ . Cela revient à appliquer la formule suivante :

$$\tilde{g}(k) = \sum_{r=-p}^{+p} \omega_r \cdot g(k-r), \text{ où } \omega_r \text{ représente le poids}$$

de l'échantillon courant, et où  $g$  représente la valeur de l'échantillon.

A chaque type de filtrage (passe-bas, coupe-bande ou passe-bande) correspond un jeu de poids  $\omega_r$  et une étendue  $-p$  à  $+p$  des échantillons à prendre en compte. On notera que s'agissant d'échantillons numériques, cela décrit la réponse impulsionnelle du filtre. Sur le plan fréquentiel, la fonction de transfert induite par la convolution ci-dessus dépend bien entendu de la fréquence d'échantillonnage (pas entre deux échantillons succes-

sifs). De préférence, tous les filtres ont une fonction de transfert réelle afin de ne pas introduire de déphasage entre l'entrée et la sortie. Par conséquent, dans la réponse impulsionnelle, les poids sont symétriques ( $\omega_{-r} = \omega_r$  pour tout  $r$ ). La

5 détermination des caractéristiques des filtres numériques respectant la formule ci-dessus est à la portée de l'homme du métier à partir des indications fonctionnelles fournies. On tiendra compte du délai nécessaire au calcul de la moyenne pondérée en fonction du nombre de coefficients pris pour le filtre (l'étendue  $-p$  à

10  $+p$ ). Cela induit un retard dans la fourniture du résultat qui est fonction de la fréquence d'échantillonnage et du nombre d'échantillons futurs qui doivent être pris en compte pour le calcul de la moyenne pondérée affectée à l'échantillon courant. En pratique, un nombre d'échantillons compris entre environ 20 et environ 60

15 de part et d'autre de l'échantillon courant donne des résultats tout à fait satisfaisants. Comme la fréquence d'échantillonnage est généralement de l'ordre de 30 à 50 Hz, le retard dépassera rarement une seconde, ce qui est parfaitement acceptable.

La mise en oeuvre de l'invention requiert d'étalonner

20 le système avant d'effectuer une mesure, comme cela est le cas pour les systèmes classiques. Plusieurs méthodes d'étalonnage sont envisageables. Elles ont toutes en commun d'utiliser un dispositif étalon dont un masque est placé sur la bouche et le nez du patient pour obtenir des courbes étalons. On cherche alors

25 à faire correspondre le mieux possible les courbes fournies par le pléthysmographe pendant les mêmes cycles respiratoires et ces courbes étalons.

Selon un mode de réalisation, une première étape de l'étalonnage consiste à choisir, par exemple sur un cycle, la

30 meilleure combinaison des coefficients  $K_1$  et  $K_2$  pour que l'allure (sans respect d'échelle) de la somme des signaux corresponde à l'allure d'un volume réel. Cela revient à fixer le rapport  $K_1/K_2$ . Le volume réel est classiquement intégré à partir d'une mesure de débit. Il est connu que le choix d'un rapport  $K_1/K_2$  sensiblement

35 égal à 2 fournit souvent de bons résultats. Par conséquent, dans

un tel mode de réalisation simplifié, un seul coefficient doit être déterminé lors de la phase d'étalonnage. Selon un autre mode de réalisation, les coefficients K1 et K2 seront calculés en appliquant une méthode dite des "moindres carrés" comme on le verra  
5 par la suite.

Le principe de l'étalonnage des unités d'un volume ou d'un débit consiste à appliquer la règle de transformation suivante :

$$U = \alpha (N - Z),$$
 où U représente la valeur du signal étalonné exprimé dans un système d'unité dépendante de sa nature (dans le  
10 cas d'un débit, celui-ci peut être exprimé en litre par seconde, par exemple), où N représente la grandeur numérique fournie par le convertisseur analogique-numérique du signal, où Z représente la grandeur numérique fournie par le convertisseur quand le signal est nul, et où  $\alpha$  représente le facteur d'échelle. L'éta-  
15 lonnage en unité de valeur consiste à déterminer les deux grandeurs  $\alpha$  et Z. La valeur Z s'obtient généralement en effectuant une moyenne des valeurs fournies par le convertisseur analogique/numérique sur une plage où le signal est nul.

L'obtention du facteur d'échelle  $\alpha$  nécessite de disposer  
20 d'une grandeur étalon.

Selon une première méthode d'étalonnage de l'invention, on utilise un pneumotachographe qui constitue un appareil parfaitement connu de mesure du débit respiratoire. Une caractéristique de cette première méthode est que les coefficients de pondération  
25 ne sont pas fixés arbitrairement mais optimisés par l'étalonnage.

Pour le pneumotachographe, le facteur d'échelle  $\alpha$  peut être obtenu de plusieurs manières.

Selon un premier exemple connu, on établit un débit d'air constant dans un dispositif de type diaphragme offrant une  
30 résistance à la pression. Cette résistance provoque, entre l'entrée et la sortie du diaphragme, une chute de pression. On mesure cette chute de pression grâce à la différence des niveaux d'eau contenus dans un tube en forme de U. Le diaphragme ayant été préalablement calibré par une autre méthode, on connaît la loi

qui, à la différence de niveau d'eau, fait correspondre le débit exprimé en unité habituelle (par exemple des litres par seconde).

Selon un deuxième exemple connu, on utilise une seringue de volume connu et on convertit la courbe du débit pendant que l'on vide cette seringue.

Une fois étalonné, le pneumotachographe est utilisé pour mesurer le débit respiratoire du patient en parallèle avec la mesure du volume au moyen du pléthysmographe. On effectue alors une détermination des coefficients K1 et K2 en appliquant une méthode dite des "moindres carrés". Cela revient à choisir les coefficients K1 et K2 tels que la somme des carrés des écarts entre le volume reconstitué par le pléthysmographe (K1A + K2C) et le volume fourni par l'intégration des résultats du pneumotachographe, soit minimale. En d'autres termes, on cherche, par approximations successives, à rendre l'expression suivante minimale :

$$\sum_{i=1}^n (K1 \cdot A_i + K2 \cdot C_i - V_i)^2, \quad \text{où } V \text{ représente le}$$

volume extrait du débit fourni par le pneumotachographe, et où i désigne le numéro d'ordre de l'échantillon dans une série de n échantillons pris pour étalonner l'appareil.

La mise en pratique d'une telle méthode d'étalonnage est à la portée de l'homme du métier à l'aide des moyens de traitement numériques connus (par exemple, un micro-ordinateur convenablement programmé).

En variante, le rapport entre les coefficients K1 et K2 sera fixé (par exemple  $K = K1/K2 = 2$ ) et c'est le coefficient K qui sera déterminé par la méthode des moindres carrés en minimisant la somme suivante :

$$\sum_{i=1}^n (K \cdot (A_i + 2 \cdot C_i) - V_i)^2.$$

Selon une deuxième méthode d'étalonnage de l'invention, on cherche à étalonner le pléthysmographe directement à partir d'une mesure de volume. On doit alors utiliser un dispositif d'étalonnage du volume respiratoire par une comparaison directe

(sans intégration) par rapport à un volume étalon. Cette deuxième méthode requiert, dans une première étape, de fixer arbitrairement le rapport entre les coefficients de pondération (par exemple,  $K_1 = 2K_2$ ).

5 Dans une deuxième étape, on peut utiliser une seringue classique de volume connu que l'on relie au masque du patient. A chaque cycle respiratoire, la seringue étalon force un volume d'inspiration du patient qui, pour permettre l'étalonnage, doit inspirer l'intégralité du volume de la seringue étalon. L'ampli-  
10 tude du signal inspiratoire obtenue par le pléthysmographe correspond alors au volume étalon.

L'utilisation d'une seringue ne constitue pas un mode de réalisation préféré de cette deuxième méthode. En effet, les inventeurs considèrent que les résultats d'étalonnage donnés par  
15 cette méthode classique sont très approximatifs. De plus, l'utilisation de la seringue étalon impose au patient de forcer ses inspirations et expirations. L'effort fourni par le patient modifie sa respiration par rapport à sa respiration naturelle, ce qui constitue une source d'erreur.

20 Par conséquent, selon un mode de mise en oeuvre préféré de la deuxième méthode d'étalonnage, l'invention prévoit d'utiliser un dispositif d'étalonnage particulier du volume respiratoire qui pallie ces difficultés.

La figure 4 représente, par une vue schématique en  
25 coupe, un mode de réalisation d'un dispositif étalon selon l'invention.

Ce dispositif 80 comporte une enceinte étanche à l'air, par exemple, constituée de deux parois 81 et 82 en forme de soucoupes réunies par leurs périphéries respectives. Le volume  
30 interne de l'enceinte 80 est divisé par une membrane déformable et imperméable 83, qui définit deux chambres 84 et 85. Une chambre 84, dite de mesure, comporte un orifice 86 de liaison étanche à un tube 87 de mesure. Le tube 87 est, par exemple, destiné à être  
35 relié à un masque (non représenté) appliqué sur la face du patient. L'autre chambre 85, dite chambre étalon, comporte un

capteur des déplacements de la membrane. Ce capteur est à frottement minimum pour minimiser les risques de perturbation des mesures. Par exemple, il s'agit d'une tige 88 reliée par une première extrémité au centre de la membrane 83, et coopérant avec un codeur incrémentiel 89 ou un potentiomètre. La deuxième extrémité de la tige 88 peut être reliée, par une articulation 90, à une première extrémité d'un ressort 91 dont l'autre extrémité est fixée, par une articulation 92, à une paroi de la chambre 85. Ce mode de réalisation suppose que l'élasticité de la membrane n'est pas suffisante pour retrouver la position de repos. Dans le cas contraire, aucun dispositif de rappel n'est nécessaire.

De préférence, le codeur 89 est contenu dans le volume de la chambre étalon 85. Cela évite à la tige 88 de traverser un joint d'étanchéité qui introduirait des frottements néfastes aux mesures. Ainsi, la chambre 85 comporte, de préférence, un prolongement vers l'arrière de la tige (sa deuxième extrémité). Seule une liaison électrique 93 fournissant les résultats de déplacement convertis par le codeur 89 traverse la paroi de la chambre 85. Le fonctionnement et la réalisation d'un codeur incrémentiel associé à une tige de mesure de déplacement sont parfaitement connus. Par exemple, le codeur 89 comporte une roue dentée 94 pour coopérer avec des dents 95 que comporte la tige 88 dans une portion de sa longueur.

Les déplacements respectifs possibles des différents constituants du dispositif étalon de l'invention ont été illustrés par des flèches en figure 4. Les déplacements de la tige 88 sont canalisés, par sa liaison au codeur 89 et au ressort 91, dans une direction perpendiculaire au plan de la membrane 83.

Quand le patient respire, cela provoque un déplacement (dans un sens ou dans l'autre selon qu'il inspire ou expire) de la membrane 83. Ce déplacement est converti en signal électrique (de préférence numérique) par le codeur 89. Compte tenu de la forme circulaire de la membrane 83, son déplacement latéral  $h$  correspond à une variation de volume  $V = \pi R^2 h / 3$ , où  $R$  représente le rayon de la membrane. A partir de la position de repos de la

membrane, on peut donc déterminer très précisément et directement les volumes respirés.

Un avantage du dispositif étalon de l'invention est que le patient peut respirer de façon naturelle. L'étalonnage s'effectuant sur un faible nombre de cycles de respiration, il n'est pas gênant que le patient ne renouvelle pas son air pendant l'étalonnage.

L'utilisation du dispositif étalon de l'invention améliore considérablement la fiabilité d'un pléthysmographe à spires inductives. En outre, l'étalonnage est particulièrement simple et confortable pour le patient (en particulier, pour un patient ayant des difficultés respiratoires ou auquel on ne peut demander de forcer sa respiration, par exemple, parce qu'il est inconscient). On évite également le recours aux équipements complexes et coûteux du type pneumotachographe.

Selon un mode de réalisation préféré de l'invention, on utilise un circuit d'interface dédié (le circuit 30, figure 1) entre le gilet 1 à spires inductives et un afficheur ou mémorisateur (40, figure 1).

La figure 5 représente, de façon très schématique et par ses entrées-sorties, un mode de réalisation d'un boîtier d'interface 70 selon la présente invention.

Ce boîtier 70 comprend un circuit 30 de traitement du signal basé sur un microprocesseur (par exemple, un microprocesseur 8 bits). Les entrées de signaux comprennent essentiellement une borne 71 d'entrée du signal issu de l'oscillateur 11, une borne 72 d'entrée du signal issu de l'oscillateur 21 et des bornes d'entrées 73 associées à l'élément de positionnement 15. S'agissant d'un système à bille tel que décrit dans la demande de brevet français n° 2787008, on utilise cinq bornes d'entrées plus une borne de référence. De préférence, on prévoit également une borne d'entrée 74 destinée à recevoir un signal de débit étalonné provenant, par exemple, d'un pneumotachographe. Ainsi, le circuit d'interface 70 de l'invention sert à organiser les échanges entre les différents appareils, que ce soit pendant les phases de

mesure ou pendant les phases d'étalonnage. Le circuit comprend une liaison série (symbolisée par son accès 75) vers un appareil d'exploitation des mesures (non représenté), par exemple, un micro-ordinateur. Le boîtier 70 nécessite d'être alimenté et  
5 comprend donc un ou plusieurs contacts 76 vers un bloc d'alimentation (non représenté).

Ainsi décrit, le circuit d'interface 70 de l'invention comprend tous les éléments nécessaires. Toutefois, il peut être souhaitable de disposer des grandeurs analogiques mesurées afin  
10 de les visualiser sur des afficheurs classiques prévus pour recevoir ce type de données. Par conséquent, dans un mode de réalisation préféré, on prévoit une conversion numérique-analogique des mesures et déterminations effectuées. Ces différentes mesures sont restituées sur un bornier 77 délivrant des signaux analogiques. Il s'agira, par exemple, des allures analogiques des  
15 tensions de la spire inductive du thorax, de la spire inductive de l'abdomen, du signal de volume (54, figure 2) du signal de position, du débit (58, figure 2), de la fréquence cardiaque (signal 57, figure 2), de la fréquence respiratoire, etc.

Bien entendu, la présente invention est susceptible de  
20 diverses variantes et modifications qui apparaîtront à l'homme de l'art. En particulier, la réalisation pratique des circuits nécessaires à la mise en oeuvre du procédé de l'invention est à la portée de l'homme du métier à partir des indications fonctionnelles données ci-dessus. De même, le regroupement des différentes fonctions au sein d'un même boîtier d'interface se déduit de ce qui précède et des techniques connues. Par ailleurs, la réalisation pratique des filtres numériques utilisés est à la  
25 portée de l'homme du métier à partir des indications fonctionnelles données dans la présente description. De plus, bien que l'on ait fait référence à des méthodes d'étalonnage préférées, on pourra mettre en oeuvre d'autres méthodes classiques pour étalonner un système de l'invention. En outre, si dans une application préférée, le pléthysmographe à spires inductives est intégré dans  
30 un gilet porté par le patient, le procédé de traitement de

signaux de l'invention peut plus généralement être mis en oeuvre avec un pléthysmographe à spires inductives ayant des bandes séparées.

REVENDICATIONS

1. Procédé de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives thoracique (10) et abdominale (20), caractérisé en ce qu'il consiste :

5 à mesurer (31, 32) les amplitudes respiratoires (61, 62) d'un patient ;

à sommer (33) ces amplitudes respiratoires affectées d'un coefficient de pondération respectif (K1, K2) pour obtenir un signal (63) représentatif du volume respiré ; et

10 à effectuer un traitement numérique (52, 53, 55, 56) des signaux mesurés, comprenant au moins une étape de filtrage, afin d'en extraire au moins une autre grandeur physiologique parmi le débit respiratoire (66) sous la forme d'un signal continu et la fréquence cardiaque (67) du patient.

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il consiste :

15 à effectuer une dérivation<sup>3</sup> (52) du volume respiratoire (64) ; et

à appliquer un filtrage (55) au résultat (65) de dérivation pour obtenir le débit respiratoire (66) du patient.

20 3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que le filtrage est de type coupe-bande avec des fréquences de coupure d'approximativement 2/3 de Hertz et 12 Hertz.

4. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il consiste à effectuer un filtrage  
25 (56) du volume respiratoire (64) afin d'obtenir la fréquence cardiaque (67) du patient.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que le filtrage est de type passe-bande avec une bande passante approximativement comprise entre 2/3 de Hertz et 4 Hertz.

30 6. Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il consiste à effectuer un filtrage passe-bas (53) ayant une fréquence de coupure inférieure à 20 Hertz et, de préférence, de l'ordre de 10 Hertz, du volume

reconstitué (63) avant d'extraire ladite autre grandeur physiologique (66, 67).

7. Procédé de traitement numérique de signaux issus d'oscillateurs (11, 21) respectivement associés à des spires inductives thoracique (10) et abdominale (20) d'un pléthysmographe, qui consiste à sommer (33) les signaux en leur affectant un coefficient de proportionnalité respectif ( $K_1$ ,  $K_2$ ) pour obtenir un volume respiratoire reconstitué, caractérisé en ce qu'il consiste à dériver (52) le signal représentatif du volume reconstitué et à filtrer (55) ce signal afin d'obtenir le débit respiratoire.

8. Procédé de traitement numérique de signaux selon la revendication 7, caractérisé en ce qu'il consiste à appliquer un filtrage passe-bande (56) au volume respiratoire pour en extraire le rythme cardiaque du patient.

9. Procédé de traitement numérique de signaux selon la revendication 7 ou 8, caractérisé en ce que lesdits coefficients de proportionnalité ( $K_1$ ,  $K_2$ ) sont choisis, dans une phase d'étalonnage, par approximations successives pour que la somme des carrés des écarts entre le volume reconstitué par le pléthysmographe et un volume étalon obtenu à partir d'un pneumotachographe, soit minimale.

10. Appareil de surveillance de données physiologiques au moyen d'un pléthysmographe à spires inductives thoracique (10) et abdominale (20), caractérisé en ce qu'il comporte des moyens propres à mettre en oeuvre un procédé de surveillance selon l'une quelconque des revendications 1 à 6.

11. Appareil selon la revendication 10, caractérisé en ce que les spires inductives sont intégrées dans un gilet textile (1) à mailles extensibles dans le sens de la hauteur.

12. Appareil selon la revendication 10 ou 11, caractérisé en ce qu'il comporte en outre un capteur (15) de position du patient.

13. Appareil d'étalonnage du volume respiratoire mesuré par un appareil conforme à l'une quelconque des revendications 10 à 12, caractérisé en ce qu'il comporte :

deux chambres (84, 85) séparées par une membrane circulaire (83), imperméable et déformable, une première chambre étant destinée à communiquer avec un conduit (87) d'air dont on souhaite mesurer le volume ; et

des moyens (89) de mesure du déplacement de la membrane (83), constitués d'un codeur incrémentiel rotatif ou d'un potentiomètre, associé à une tige (88) dont une extrémité est fixée à la membrane (83), et dont les mouvements sont canalisés dans une direction perpendiculaire au plan de la membrane.

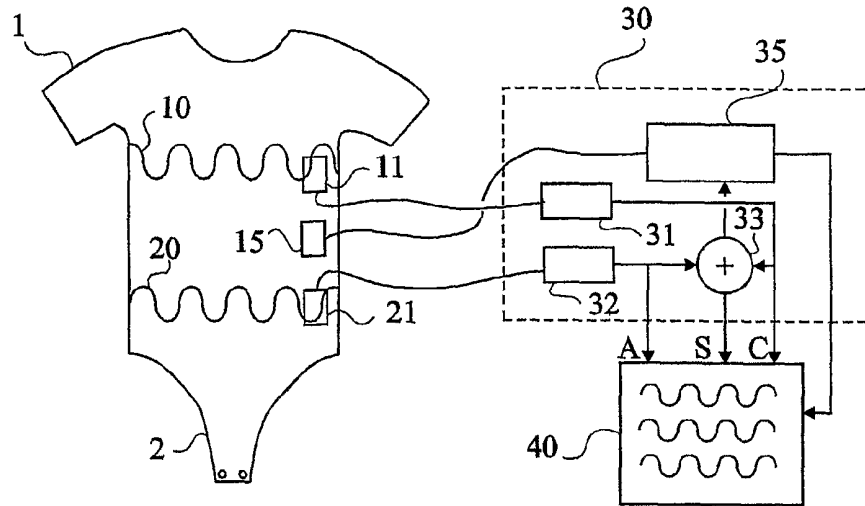


Fig 1

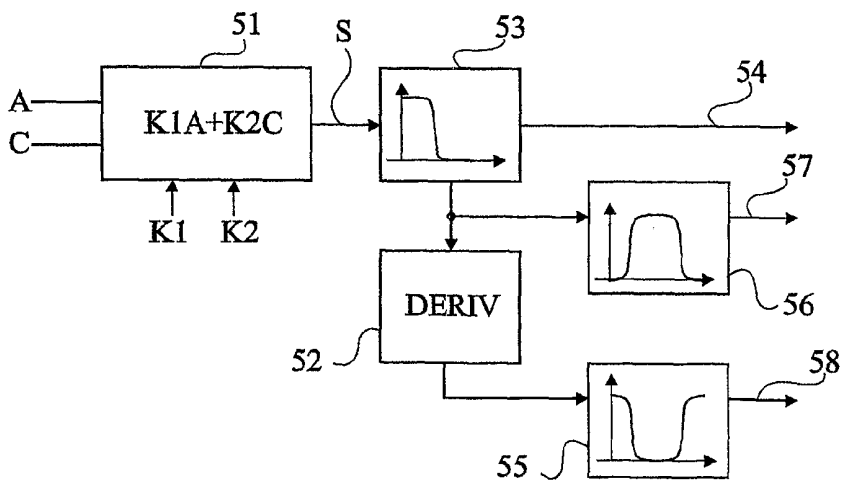


Fig 2

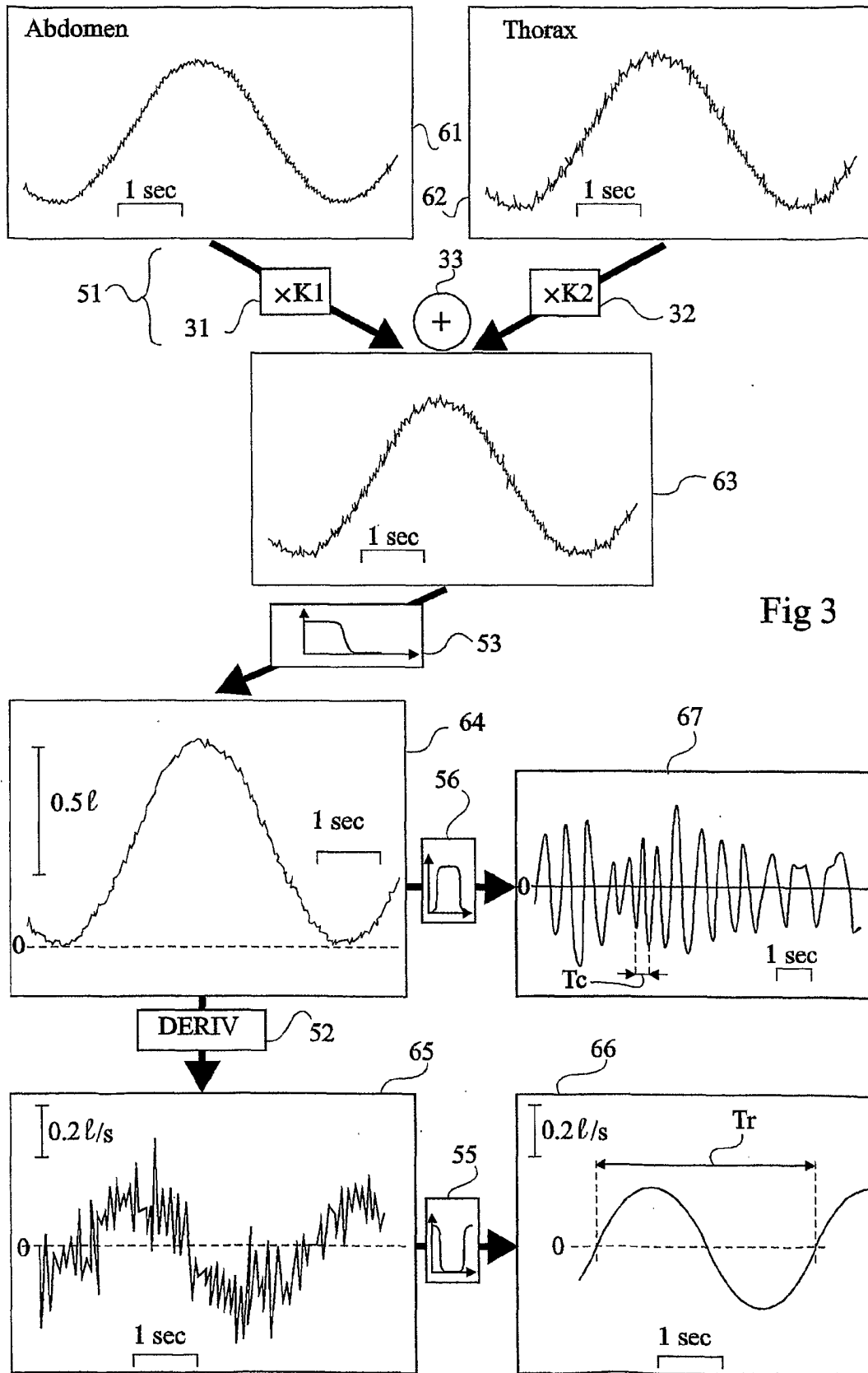


Fig 3

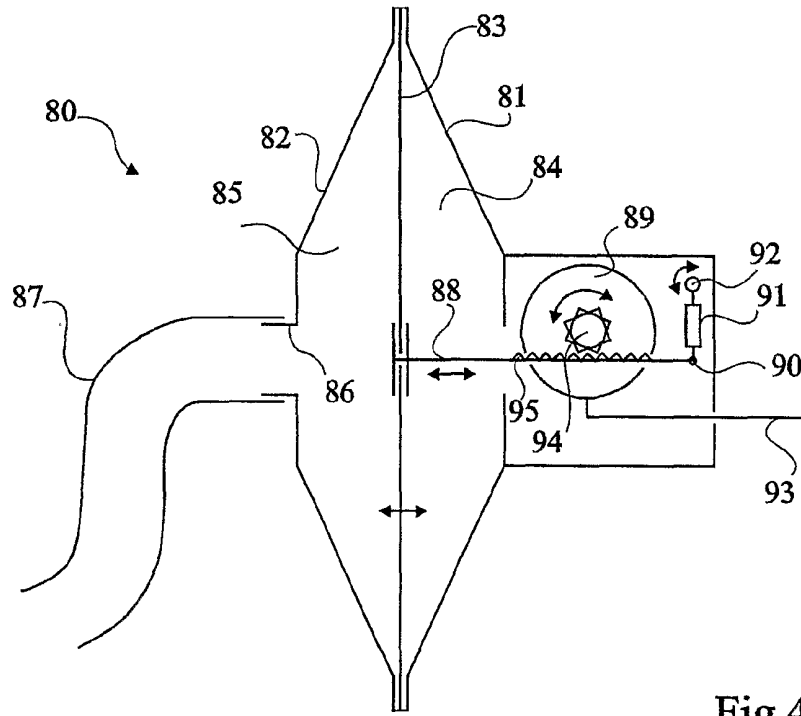


Fig 4

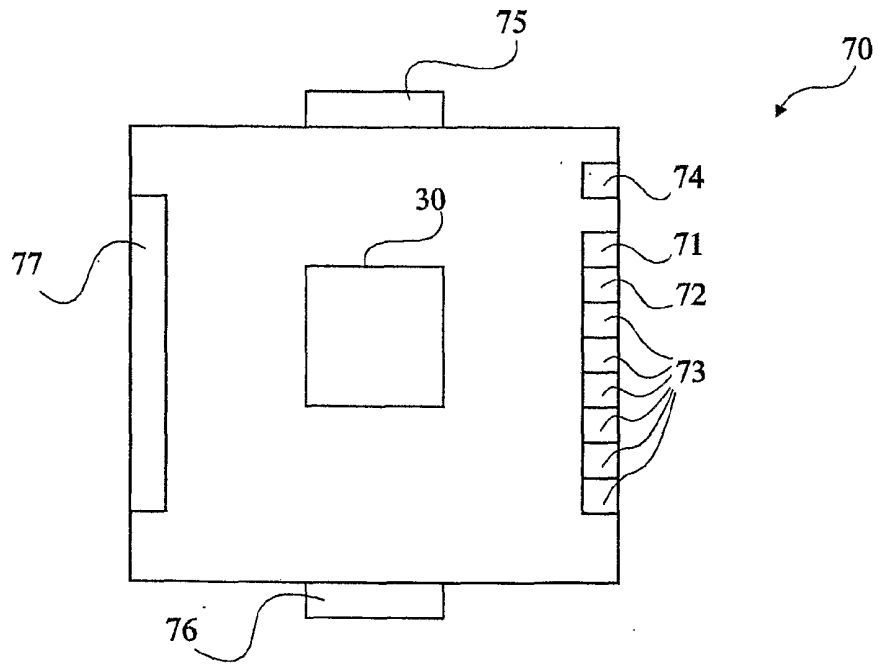


Fig 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

In International Application No  
PCT/FR 01/02160

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B5/113

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**  
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)  
EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	FR 2 787 008 A (RBI) 16 June 2000 (2000-06-16) cited in the application	1,2,7, 9-12
A	the whole document	13
Y	US 6 015 388 A (NIMS INC.) 18 January 2000 (2000-01-18) cited in the application column 14, line 38 - line 45	1,2,7, 9-12
A	FR 2 664 487 A (UNIVERSITE D'ANGERS) 17 January 1992 (1992-01-17) page 11, line 12 - line 23 page 13, line 8 - line 19	1-8, 10
X	FR 2 286 370 A (ADAM) 23 April 1976 (1976-04-23) page 4, line 8 - line 24	13

Further documents are listed in the continuation of box C.  Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*&\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search <b>9 October 2001</b>	Date of mailing of the international search report <b>15/10/2001</b>
--	---

Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer <b>Lemercier, D</b>
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No  
PCT/FR 01/02160

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
FR 2787008	A	16-06-2000	FR 2787008 A1	16-06-2000
			WO 0033737 A1	15-06-2000
US 6015388	A	18-01-2000	EP 0969763 A1	12-01-2000
			WO 9841146 A1	24-09-1998
FR 2664487	A	17-01-1992	FR 2664487 A1	17-01-1992
FR 2286370	A	23-04-1976	FR 2286370 A1	23-04-1976

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

De e Internationale No

PCT/FR 01/02160

**A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE**  
CIB 7 A61B5/113

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

**B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE**

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

CIB 7 A61B

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS**

Catégorie °	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	FR 2 787 008 A (RBI) 16 juin 2000 (2000-06-16) cité dans la demande	1,2,7, 9-12
A	le document en entier ----	13
Y	US 6 015 388 A (NIMS INC.) 18 janvier 2000 (2000-01-18) cité dans la demande colonne 14, ligne 38 - ligne 45 ----	1,2,7, 9-12
A	FR 2 664 487 A (UNIVERSITE D'ANGERS) 17 janvier 1992 (1992-01-17) page 11, ligne 12 - ligne 23 page 13, ligne 8 - ligne 19 ----	1-8,10
X	FR 2 286 370 A (ADAM) 23 avril 1976 (1976-04-23) page 4, ligne 8 - ligne 24 -----	13

Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

° Catégories spéciales de documents cités:

- \*A\* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- \*E\* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- \*L\* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- \*O\* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- \*P\* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- \*T\* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- \*X\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- \*Y\* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- \*&\* document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

9 octobre 2001

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

15/10/2001

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale

Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Lemercier, D

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

De le Internationale No

PCT/FR 01/02160

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
FR 2787008	A	16-06-2000	FR 2787008 A1	16-06-2000
			WO 0033737 A1	15-06-2000
US 6015388	A	18-01-2000	EP 0969763 A1	12-01-2000
			WO 9841146 A1	24-09-1998
FR 2664487	A	17-01-1992	FR 2664487 A1	17-01-1992
FR 2286370	A	23-04-1976	FR 2286370 A1	23-04-1976